

Ein Kreislaufmodell zur Funktionsprüfung künstlicher Herzklappen

von

Eva Maria Wolf

aus

Lichtenfels

1973

Aus der Chirurgischen Klinik mit Poliklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. med. G. Hegemann

Ein Kreislaufmodell zur Funktionsprüfung künstlicher Herzklappen

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt
von
Eva Maria Wolf
aus
Lichtenfels



Dekan: Prof. Dr. L. Demling

Referent: Prof. Dr. H. Dittrich

Korreferent: Prof. Dr. G. Hegemann

Tag der mündlichen Prüfung: 2. August 1973

Mein besonders herzlicher Dank gilt
Herrn Prof.Dr.med. H.Dittrich für die Überlassung des
Themas, für seine stete Hilfsbereitschaft und die
zahlreichen Anregungen bei der Durchführung der Arbeit.

Herzlich danken möchte ich auch
Herrn Prof.Dr.-Ing. M.Schaldach, Leiter des Departments
für Biomedizinische Technik der Universität Erlangen-
Nürnberg, für die Bereitstellung eines Arbeitsplatzes
in seinem Institut.

Ihm und seinen Mitarbeitern
Herrn Dr.-Ing. R.Blaser, Herrn Dipl.Phys. P.Hecking und
Herrn M.Musfeld bin ich für die technische Beratung und Hilfe
sowie für die Konstruktion des Kreislaufmodells zu großem
Dank verpflichtet.

Inhaltsverzeichnis

	Seite
A Einführung	1
B Methodik	2
1. Bestandteile des Kreislaufmodells	3
2. Mechanik des Kreislaufmodells	7
3. Versuchsbedingungen	8
C Ergebnisse	12
Versuch I	12
Versuch II	15
Versuch III	19
Versuch IV	23
D Besprechung der Ergebnisse	28
1. Beeinflussung des Druckablaufes im "Windkessel" und "Ventrikel" des Kreislaufmodells durch die Einstellung der vier Größen Systolendauer (SD), Systolenverzögerung (SV), Diastolendauer (DD) und Diastolenverzögerung (DV).	28
2. Bewegungsablauf der Starr-Edwards Aorten-kugelklappe.	29
3. Gradient an der 2300 Starr-Edwards Aorten-kugelklappe Gr.14.	30
4. Vergleich der Klappenkombinationen.	31
E Zusammenfassung	36
F Literaturverzeichnis	37

A E i n f ü h r u n g

Seit einer Reihe von Jahren besteht die Möglichkeit, funktionsunfähige menschliche Herzklappen durch künstliche Ventile zu ersetzen.

Die Erkenntnisse, welche aus vielen Untersuchungen dieser Kunstklappen bezüglich ihrer Implantations-eignung gewonnen wurden, führten zu Verbesserungen von Konstruktion und Material.

Trotz entscheidender Fortschritte in der Entwicklung künstlicher Herzklappen konnten verschiedene Probleme bis heute nur unbefriedigend gelöst werden:

Die unphysiologischen Oberflächen des verwendeten Materials führen zu Thrombosierung und Hämolyse und machen eine Dauerbehandlung mit Antikoagulantien notwendig. Bei mechanischer Dauerbelastung treten Abnutzungerscheinungen auf. Zudem erreicht die Funktionsfähigkeit künstlicher Ventile nicht die Vollkommenheit des natürlichen Vorbildes.

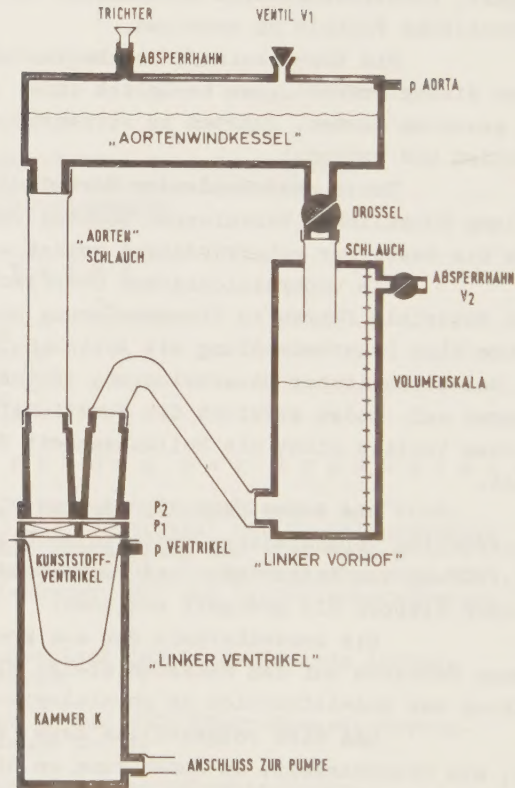
Die Suche nach der idealen Klappe führte zur Konstruktion verschiedener Kreislaufmodelle, welche sich für die Prüfung von Belastungs- und Funktionsfähigkeit künstlicher Klappen als geeignet erwiesen.

Die Anwendbarkeit der aus Kreislaufsimitatoren erhaltenen Meßwerte auf den Menschen steigt mit dem Grad der Angleichung der Modellfunktion an physiologische Verhältnisse.

Das hier vorgestellte neue Kreislaufmodell besitzt, als Besonderheit, in Annäherung an die physiologische Kontraktilität des Herzmuskels, an Stelle starrer Testkammern einen voll flexiblen, durchsichtigen Kunststoffbeutel als linken Ventrikel.

Als typische Vertreter der heute erhältlichen künstlichen Herzklappen werden Kugel-, Scharnier- und Scheibenventile in Mitral- und Aortenposition untersucht.

B M e t h o d i k



Pulsatiles Kreislaufmodell

Abb.1. Skizze des pulsatilen Kreislaufmodells.

1. Bestandteile des Kreislaufmodells (Abb.1).

1.1. "Linker Vorhof"

Der "linke Vorhof" besteht aus einem, mit Ausnahme des Absperrhahns V_2 , geschlossenen Meßbecher und steht in Höhe der Klappenebene. Durch zwei Schläuche (Innenradius = 1,25 cm) ist er mit dem "Aortenwindkessel" und dem "linken Ventrikel" verbunden.

1.2. "Linker Ventrikel"

Ein Kunststoffbeutel repräsentiert den "linken Ventrikel". Für seine Herstellung erwies sich folgendes Verfahren als geeignet:

Ein Meßbecher wird bis zur Marke 175 ml mit Polyurethanflocken ("Impranil CA 4435", Bayer) gefüllt und diese Kunststoffmenge anschließend in sieben gleichgroße Portionen unterteilt.

Als Lösungsmittel dienen insgesamt 200 ml eines Gemisches aus Dimethylformamid (Bayer) und Äthylmethylketon (Merck AG) im Verhältnis 3:2.

Die Impranilportionen werden einzeln in Glaskolben gefüllt, mit wenig Lösungsmittel übergossen und unter Luftabschluß bis zur völligen Auflösung des Impranils stehengelassen.

Danach muß die gequollene, undurchsichtig gelbliche Masse des ersten Ansatzes, nach Umfüllung in einen Erlenmeyer-Kolben und Zugabe der Hälfte des übriggebliebenen Lösungsmittels, zur weiteren Auflösung gebracht werden.

Erst nach völliger Homogenisierung dieses Grundgemisches gelingt es, im Laufe mehrerer Tage, die weiteren sechs Ansätze, jeweils nach sorgfältiger Auflösung des vorhergehenden und unter schrittweisem Zugießen des restlichen Lösungsmittels nacheinander im Erlenmeyer aufzulösen.

In die so gewonnene, aus dem Erlenmeyer in ein geeignetes Tauchgefäß umgefüllte, luftblasenfreie Kunststoffmasse wird anschließend ein Glasmodell des "linken Ventrikels" (Abb.2) eingetaucht.

Abb.2

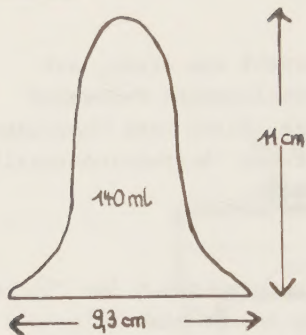


Abb.2. Glasmodell des Kunststoffventrikels.

Dieses innen hohle, 140 ml fassende Glasmodell besitzt einen Fußdurchmesser von 9,5 cm, eine Höhe von 11 cm und stellt die Gußform des Kunststoffbeutels dar. Es wird mit der Spitze voraus zu zwei Dritteln in die homogene Kunststoffmasse getaucht, herausgezogen, rasch umgedreht und auf einen Rost gestellt. Letzterer besteht aus zwei auf einem Teller liegenden Glasstäben und gewährleistet den ungehinderten Abfluß des Kunststoffes.

Zurück bleibt ein gleichmäßig dicker, luftblasenfreier, durchsichtiger Überzug.

Das mit Kunststoff überzogene Glasmodell muß mindestens 48 Stunden bei einer konstanten Temperatur von 120 Grad C und geöffnetem Abzug im Schrank trocknen.

Der Kunststoff ist, zur Kontrolle, erst dann ausreichend trocken, wenn er sich bei Benetzung mit kaltem Wasser nicht mehr milchigweiß eintrübt.

Schließlich läßt sich die getrocknete Kunststoffhaut, nach Abkühlung und mit Hilfe von Wasser unter allseitigem Zug rückwärts vom Glasmodell ablösen und bildet einen widerstandsfähigen flexiblen, für den Testkreislauf geeigneten Ventrikel.

Dieser Ventrikel hängt an einer quadratischen Plexiglasplatte P_1 (7,5 x 7,5 x 0,85 cm), welche als Halterung für die zu untersuchenden Klappen dient. Mitral- und Aortenklappe sind beliebig austauschbar. Sie kleben, einschließlich des Stoffüberzugs, in zwei Plattenöffnungen, deren Durchmesser dem äußeren Klappendurchmesser entspricht.

Über der Platte P_1 liegt eine weitere Plexiglasplatte P_2 (7,5 x 7,5 x 0,85 cm). Sie besitzt, deckungsgleich mit den unter ihr befindlichen Klappen, zwei Öffnungen vom Durchmesser 3,2 cm in Aorten- bzw 2,6 cm in Mitralposition und dient gleichzeitig der Befestigung von zwei Plexiglaszylindern.

Über der Aortenklappe mißt der Zylinder, als Simulation des Aortenbulbus, 3,2 cm im Durchmesser und verengt sich nach einer Länge von 4,5 cm auf einen Durchmesser von 2,6 cm. Der Durchmesser des Zylinders über der Mitralis beträgt 2,6 cm und verringert sich nach 4,5 cm Länge auf 2,2 cm. Die beiden Zylinder stehen in einem Winkel von ca 10 Grad zueinander.

1.3. "Aortenwindkessel"

Der "Windkessel" besteht aus einer 25 cm langen teilweise mit Flüssigkeit gefüllten Plexiglasröhre mit einem Durchmesser von 6 cm. Er besitzt einen Trichter für das Einfüllen der Testflüssigkeit, etwa 1 3/4 l Wasser, sowie ein bei den Versuchen geschlossenes Ventil V_1 .

1.4. Drossel

Mit Hilfe einer Drossel zwischen "Windkessel" und "linkem Vorhof" läßt sich der Kreislauf nach Bedarf teilweise oder vollständig unterbrechen.

Das durchsichtige Kreislaufmodell erlaubt die genaue Beobachtung des Klappenspiels.

1.5. Antrieb

Vom Testkreislauf getrennt arbeitet die Pumpe, ein volumengesteuertes, elektrohydraulisches Antriebssystem (Dittrich, Schaldach 1970). Sie gibt über eine flüssigkeitsgefüllte, an der Platte P_1 festgeschraubte Plexiglaskammer K (7,5 x 7,5 x 18 cm) auf den

darin frei hängenden "Ventrikel" Druck aus. Der "Ventrikel" muß im Ruhezustand des Kreislaufmodells durch Druckausgleich völlig entfaltet werden.

Die Pumpe beeinflusst die aus dem Kreislaufmodell gewonnenen Kurven auf verschiedene Weise:

An vier Schaltknöpfen lassen sich Systolendauer (SD), Systolenverzögerung (SV), Diastolendauer (DD) und Diastolenverzögerung (DV) stufenlos von 0 bis 10 einstellen, wobei die Einstellung 0 dem zeitlichen Minimalwert und die Einstellung 10 dem zeitlichen Maximalwert entspricht.

Das Schlagvolumen ist stufenlos von 0 bis 100 ml regelbar. Die Schlagfrequenz reicht von 30 bis 120 pro Minute.

Durch automatischen Ausgleich der Pumpe sinkt bei zu langer Diastolendauer die Schlagfrequenz unter den eingestellten Wert ab.

1.6. Druckmessung

Druck wird im Kreislaufmodell an zwei Stellen gemessen (siehe Fig.1), einmal als "p Aorta" im Luftraum des "Windkessels", zum andern als "p Ventrikel" in der Plexiglas-kammer K in Höhe der Klappenebene (Pressure Transducer EMT 34, Elema).

Zu beachten ist der Höhenunterschied zwischen beiden Druckmeßpunkten. Auf dem "Ventrikel" steht eine 30 cm hohe Wassersäule, d.h. zum tatsächlichen "Ventrikeldruck" addiert sich in der Messung ein Druck von 22 mmHg.

1.7. Aufzeichnung

Als Schreiber dient ein Gerät vom Typ Mingograf 34 T (Elema).

1.8. Klappen

Folgende Klappen wurden untersucht:

14 Starr- Edwards 2300	Aortenklappe (Kugelventil)
2 M Starr-Edwards 6310	Mitralklappe (Kugelventil)
3 M Starr-Edwards 6520	Mitralklappe (Scheibenventil)
27 Björk-Shiley	Mitralklappe (Scharnierventil)
M32 Wada-Cutter	Mitralklappe (Scharnierventil)

2. Mechanik des Kreislaufmodells

Die Pumpe saugt das Schlagvolumen diastolisch, bei geschlossener Aorten- und geöffneter Mitralklappe, aus dem "linken Vorhof" in den sich entfaltenden Kunststoffventrikel, drückt diesen systolisch zusammen und fördert so bei geschlossener Mitrals und geöffneter Aortenklappe das Schlagvolumen. Dieses bewegt sich im "Ventrikel" in V-förmiger Richtung.

Die Schlagvolumina entleeren sich in den "Aortenwindkessel" und bauen bei geschlossenem Ventil V_1 unter Vermehrung der Flüssigkeitsfüllung und Kompression des darüber liegenden Luftpolsters den diastolischen Gegendruck der "Peripherie" auf.

Um diesen Gegendruck auf einem konstanten Niveau zu halten und gleichzeitig ein Leerlaufen des "linken Vorhofs" zu verhindern, fließt aus dem "Windkessel", reguliert durch die Drossel D, kontinuierlich eine entsprechende Flüssigkeitsmenge ab, welche zugleich den Wasserstand im "linken Vorhof" und damit den Vorhofdruck auf dem gewünschten Wert hält.

Mechanismus bei suffizienter Mitralklappe

Die Schlagvolumina werden durch die Mitrals angesaugt und systolisch vollständig in den "Windkessel" ausgeworfen, vermehren dort innerhalb weniger Aktionen die Flüssigkeitsfüllung um einen Betrag, welcher zur Entwicklung eines ausreichenden diastolischen Gegendrucks führt. Bei geschlossener Drossel läuft der "Vorhof" innerhalb kurzer Zeit leer. Deshalb muß die Drossel weit geöffnet werden, um einen für den erforderlichen Vorhofdruck genügend großen Zufluß zu ermöglichen.

Mechanismus bei insuffizienter Mitralklappe

Unter der Voraussetzung einer einwandfrei funktionierenden Aortenklappe wird das Schlagvolumen zwar diastolisch angesaugt, fließt jedoch während der systolischen Kontraktion des "Ventrikels" teilweise in den "Vorhof" zurück. Nur ein geringer Teil des Schlagvolumens erreicht den "Windkessel". Die zum Druckaufbau im "Windkessel" erforderliche

Flüssigkeitsvermehrung wird erst nach vielen Aktionen erreicht. Die Erhöhung der Schlagfrequenz bewirkt deshalb eine pro Zeiteinheit stärkere Zunahme des Windkesselvolumens und fördert den Druckaufbau.

Dem "linken Vorkhof" wird insgesamt nur wenig Volumen entzogen, da ein großer Teil des Schlagvolumens in ihn zurückfließt.

Hochgradige bis totale Insuffizienz der Mitral-klappe führt zum Hin- und Herpendeln des Schlagvolumens zwischen "Vorhof" und "Ventrikel". Selbst die Unterbrechung des Kreislaufes durch die Drossel führt, auch bei beliebig hohen Frequenzen, nicht zum Druckanstieg im "Aortenwindkessel" des Kreislaufmodells.

3. Versuchsbedingungen

Als Beispiel gewähren die folgenden Versuche I - IV einen Überblick über den augenblicklichen Entwicklungsstand des Kreislaufmodells und beschäftigen sich zugleich mit typischen Vertretern der heute erhältlichen künstlichen Herzklappen.

Als Aortenklappe wird, für alle Versuche gleichbleibend, ein Kugelventil vom Typ Starr-Edwards eingesetzt. Diese Aortenklappe wird nacheinander mit einer Björk-Shiley Scharnierklappe, einer Wada-Cutter Scharnierklappe, einer Starr-Edwards Kugelklappe und einer Starr-Edwards Scheibenklappe in Mitralposition kombiniert.

Jeweils drei Kurven werden aufgezeichnet (Abb.3):

- I Die Kennlinie der Antriebshydraulik bei eingeschaltetem Kreislaufmodell.
- II Die Druckkurve im "Aortenwindkessel" .
- III Die Druckkurve im "linken Ventrikel" .

Diese Druckkurven ermöglichen die Bestimmung des Gradienten Δp an der Aortenklappe. Weiterhin läßt die Versuchsanordnung, da immer die gleiche Aortenklappe verwendet wird, indirekt Rückschlüsse auf das Verhalten der verschiedenen Mitralklappen zu.

Für jede Klappenkombination gibt es eine bestimmte Einstellung von Systolendauer, Systolenverzögerung, Diastolendauer und Diastolenverzögerung, welche ein Kurvenbild hervorruft, das unter den Versuchsbedingungen den physiologischen Druckkurven am nächsten kommt.

Diese Optimaleinstellung wird empirisch durch ständigen Vergleich der erhaltenen Druckkurven mit dem natürlichen Vorbild und entsprechende Variation der vier Einstellgrößen Systolendauer (SD), Systolenverzögerung (SV), Diastolendauer (DD) und Diastolenverzögerung (DV) ermittelt.

Für jede Klappenkombination werden die Kurven sowohl bei Optimaleinstellung als auch, um den Vergleich zu ermöglichen, bei Optimaleinstellung der anderen Kombinationen geschrieben.

Um den Einfluß der Größen SD, SV, DD und DV auf das Druckkurvenbild einzeln beurteilen zu können, wird, ausgehend von der Optimaleinstellung der untersuchten Klappenkombination, jede von ihnen der Reihe nach maximal beschleunigt, d.h. auf 0 geschaltet.

Das Schlagvolumen beträgt für alle Versuche 70 ml, der Druck im "linken Vorhof" $10 \text{ cm H}_2\text{O} = 7,35 \text{ mmHg}$.

Die Kurven werden unter folgenden Gesichtspunkten ausgewertet (Abb.3) :

$P_{\text{syst.V.}}$ (mmHg) = Systolisches Druckmaximum des "Ventrikels".
(22 mmHg gehen zu Lasten der 30 cm hohen Wassersäule und müssen subtrahiert werden).

$P_{\text{syst.A.}}$ (mmHg) = Systolisches Druckmaximum im "Windkessel".
 $P_{\text{diast.A.}}$ (mmHg) = Diastolisches Druckminimum im "Windkessel".

Δp (mmHg) = $P_{\text{syst.V.}} - P_{\text{diast.A.}}$ = maximal meßbare pulsatile Druckdifferenz an der Aortenklappe.

f (1/min) = Frequenz

b (sec) = Zeitlicher Abstand zwischen dem Beginn des systolischen Steilanstiegs und dem Ende des diastolischen Abfalls des "Ventrikeldrucks".

d (sec) = Dauer einer Aktion.

z (sec) = Zeitliche Verspätung des systolischen Druckmaximums im "Windkessel" gegenüber dem im "Ventrikel".

Die auf den Aufzeichnungen nacheinander angeführten vier Zahlen geben den Wert von Systolendauer (SD) - Systolenverzögerung (SV) - Diastolendauer (DD) - Diastolenverzögerung (DV) (Abb.3) an, welcher für den jeweiligen Versuch an der Pumpe eingestellt wurde.

Die Größen SD-SV-DD-DV stellen demnach ein Symbol für die Pumpeneinstellung dar.

Der physiologischen Systole entsprechen die Einstellgrößen Systolendauer und Diastolenverzögerung, der physiologischen Diastole die Einstellgrößen Diastolendauer und Systolenverzögerung (Abb.3).

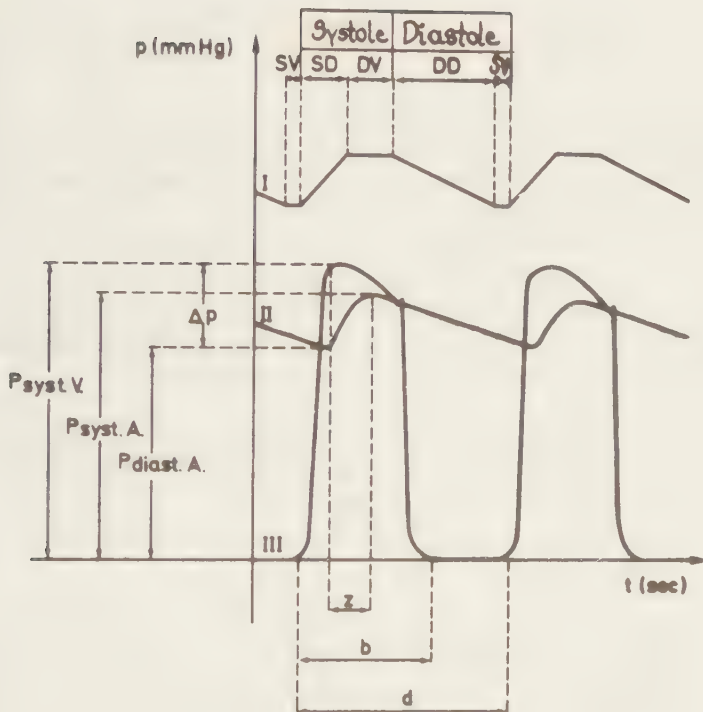


Abb. 3 Auswertungsschema der Druckkurven eines pulsatilen Kreislaufmodells.

I = Kennlinie der Antriebshydraulik des Kreislaufmodells.

II = Druckkurve, gemessen im "Aortenwindkessel" des Modells.

III = Druckkurve, gemessen im "Ventrikel" des Modells.

SV = Systolenverzögerung, SD = Systolendauer, DV = Diastolenverzögerung, DD = Diastolendauer (Symbolik der Einstellgrößen der Pumpe).

$P_{syst.V.}$ = systolisches Druckmaximum im "Ventrikel".

$P_{syst.A.}$ = systolisches Druckmaximum im "Windkessel".

$P_{diast.A.}$ = diastolisches Druckminimum im "Windkessel".

Δp = $P_{syst.V.} - P_{diast.A.}$ = maximal meßbarer Gradient an der Aortenklappe.

f = Frequenz, b = zeitlicher Abstand zwischen dem Beginn des systolischen Steilanstiegs und dem Ende des diastolischen Abfalls des "Ventrikeldrucks", d = Dauer einer Aktion, z = zeitlicher Abstand zwischen den systolischen Druckmaxima im "Ventrikel" und "Windkessel".

C Ergebnisse

Versuch I

Untersucht wird die Kombination einer Starr-Edwards Aortenklappe (Kugelventil) mit einer Björk-Shiley Mitralklappe (Abb.4-8).

Bei der Einstellung der Systolendauer (SD) auf 7,81, der Systolenverzögerung (SV) auf 8,0, der Diastolendauer (DD) auf 8,82 und der Diastolenverzögerung (DV) auf 9,0 zeigen die im "Windkessel" und "Ventrikel" des Kreislaufmodells gemessenen Druckkurven die größte Annäherung an das natürliche Vorbild.

Die aufgezeichneten Druckkurven werden nach dem in Abb.3 angegebenen Schema ausgewertet und die Ergebnisse in der Tabelle I (Abb.8) zusammengefaßt.

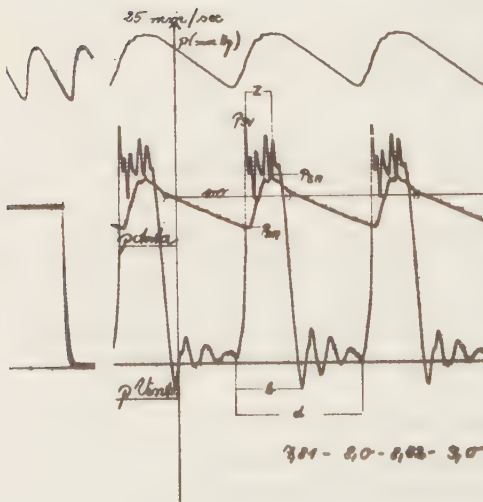
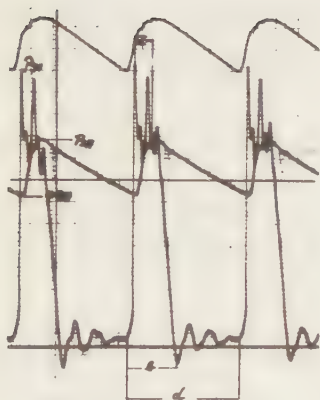


Abb.4. Versuch I,1.

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards
Gr.14(Kugelventil)

Mitralklappe: Björk-Shiley 27
Bei der Einstel-

lung $SD_{7,81}-SV_{8,0}-DD_{8,82}-DV_{9,0}$ zeigt der Verlauf der Druckkurven im "Windkessel" und "Ventrikel" des Kreislaufmodells die größte Annäherung an entsprechende physiologische Kurven (Schlagvolumen = 70 ml, Frequenz = 53/min, "Vorhofdruck" = 7,35 mmHg).



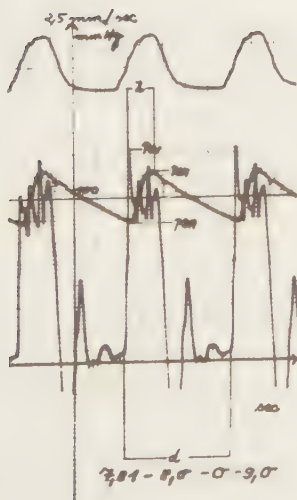
0 - 6,0 - 8,22 - 9,0

Abb.5. Versuch I,1.a

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards
Gr.14 (Kugelventil)

Mitralklappe: Björk-Shiley Gr.27

Ausgehend von der
für diese Kombination optimalen
Einstellung $SD_{7,81}-SV_{8,0}-DD_{8,82}-$
 $DV_{9,0}$ (Abb.4) wird die Systolen-
dauer auf 0 gestellt, d.h.
maximal verkürzt.



2,81 - 6,0 - 8,0 - 9,0

Abb.6. Versuch I,1.b

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards
Gr.14 (Kugelventil)

Mitralklappe: Björk-Shiley Gr.27

Ausgehend von der
für diese Kombination optimalen
Einstellung $SD_{7,81}-SV_{8,0}-DD_{8,82}-$
 $DV_{9,0}$ (Abb.4) wird die Diastolen-
dauer auf 0 gestellt, d.h. maxi-
mal verkürzt.

Versuch II

Untersucht wird die Kombination einer Starr-Edwards Aortenklappe (Kugelventil) mit einer Wada-Cutter Mitralklappe (Abb.9-15).

Die bei dieser Klappenkombination im "Windkessel" und "Ventrikel" des Kreislaufmodells aufgezeichneten Druckkurven zeigen bei der Einstellung Systolendauer (SD) $_{4,27}$ -Systolenverzögerung (SV) $_{8,0}$ -Diastolendauer (DD) $_{6,5}$ -Diastolenverzögerung (DV) $_{9,0}$ die größte Annäherung an die physiologischen Verhältnisse.

Anschließend werden die Druckkurven bei der Einstellung SD $_{7,81}$ -SV $_{8,0}$ -DD $_{8,82}$ -DV $_{9,0}$, d.h. der Optimaleinstellung der Kombination Starr-Edwards Aortenklappe-Björk-Shiley Mitralklappe geschrieben (vergleiche Abb.4).

Die Tabelle II (Abb.15) faßt die Auswertung der Versuche II,1.a-d und 2. (Abb.9-14) zusammen.

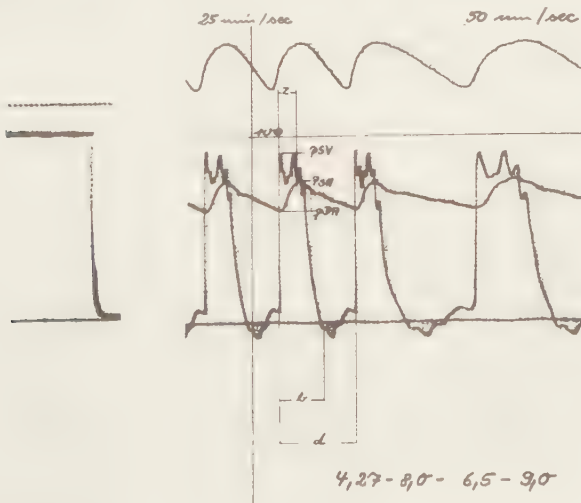


Abb.9. Versuch II,1.

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards Gr.14 (Kugelventil)

Mitralklappe: Wada-Cutter M 32

Bei der Schaltung SD $_{4,27}$ -SV $_{8,0}$ -DD $_{6,5}$ -DV $_{9,0}$ zeigt der Verlauf der im Kreislaufmodell gemessenen Druckkurven die für diese Klappenkombination größte Annäherung an das physiologische Vorbild (Schlagvolumen=70 ml, Frequenz= 88/min, "Vorhofdruck"= 7,35 mmHg).



Abb. 10. Versuch II, 1.a

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards
Gr. 14 (Kugelventil)

Mitralklappe: Wada-Cutter M 32

Ausgehend von der für diese Kombination optimalen Einstellung $SD_{4,27}-SV_{8,0}-DD_{6,5}-DV_{9,0}$ (Abb. 9) wird die Systolendauer auf 0 gestellt, d.h. maximal verkürzt.

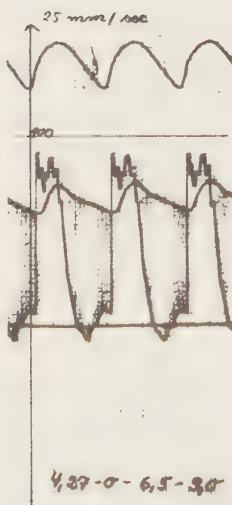


Abb. 11. Versuch II, 1.b

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards
Gr. 14 (Kugelventil)

Mitralklappe: Wada-Cutter M 32

Ausgehend von der Optimeinstellung $SD_{4,27}-SV_{8,0}-DD_{6,5}-DV_{9,0}$ (Abb. 9) wird die Systolenverzögerung auf 0 geschaltet, d.h. maximal verkürzt.

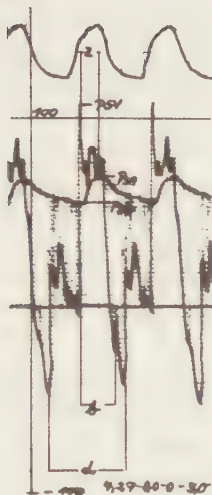


Abb. 12. Versuch II, 1.c

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards
Gr. 14 (Kugelventil)

Mitralklappe: Wada-Cutter M 32

In diesem Versuch wird, ausgehend von der für diese Kombination optimalen Schaltung $SD_{4,27}-SV_{8,0}-DD_{6,5}-DV_{9,0}$ (Abb. 9) die Diastolendauer maximal verkürzt, d.h. auf 0 gestellt.



Abb. 13. Versuch II, 1.d

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards
Gr. 14 (Kugelventil)

Mitralklappe: Wada-Cutter M 32

Die für diese Klappenkombination ermittelte Optimaleinstellung $SD_{4,27}-SV_{8,0}-DD_{6,5}-DV_{9,0}$ (Abb. 9) ändert sich bezüglich der Schaltung der Diastolenverzögerung von 9,0 auf 0.

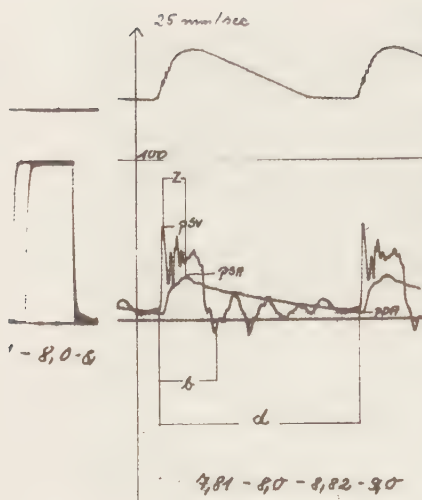


Abb. 14. Versuch II, 2.

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards
Gr. 14 (Kugelventil)

Mitralklappe: Wada-Cutter M 32
Die bei diesem

Versuch gewählte Schaltung
SD_{7,81}-SV_{8,0}-DD_{8,82}-DV_{9,0} ent-
spricht der für die Klappenkom-
bination Starr-Edwards Aortenklappe
Björk-Shiley Mitralklappe er-
mittelten Optimaleinstellung
(vergleiche Abb. 4).

Schlagvolumen= 70 ml, Frequenz=
33/min, "Vorhofdruck"= 7,35 mmHg.

Versuch	II, 1.	II, 1. a	II, 1. b	II, 1. c	II, 1. d	II, 2.
P _{syst.V} (mmHg)	73	100	71	85	76	36
P _{syst.A} (mmHg)	73	95	76	69	69	28
P _{diast.A} (mmHg)	63	76	59	55	55	3
Frequenz(1/min)	88	88	88	88	88	33
Δp(mmHg)	10					
b (sec)	0,4	0,48	0,4	0,32	0,16	0,52
d (sec)	0,68	0,68	0,68	0,68	0,68	1,8
z (sec)	0,16	0,2	0,16	0,16	0,12	0,2

Abb. 15. Tabelle II

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards Gr. 14 (Kugelventil)

Mitralklappe: Wada Cutter Gr. M 32

Die Tabelle zeigt die Auswertung der für diese Klappenkombination im "Windkessel" und "Ventrikel" des Kreislaufmodells aufgezeichneten Druckkurven (Versuch II, 1. a-d und 2.) nach dem in Abb. 3 angegebenen Schema. Das Schlagvolumen beträgt in allen Versuchen 70 ml, der Druck im "linken Vorhof" 7,35 mmHg.

Versuch III

Untersucht wird die Kombination einer Starr-Edwards Aortenklappe (Kugelventil) mit einer Starr-Edwards Mitralklappe (Kugelventil).

Bei der Schaltung Systolendauer (SD)_{4,27}-Systolenverzögerung (SV)_{8,0}-Diastolendauer (DD)_{6,5}-Diastolenverzögerung (DV)_{9,0} zeigen die für diese Klappenkombination aufgezeichneten Druckkurven im "Windkessel" und "Ventrikel" des Kreislaufmodells die größte Annäherung an entsprechende physiologische Kurven (Abb.16-19).

Diese Optimaleinstellung ist die gleiche wie diejenige der Kombination der Aortenklappe mit einer Wada-Cutter Mitralklappe (vergleiche Abb.9).

Anschließend werden die Druckkurven bei der Einstellung SD_{7,81}-SV_{8,0}-DD_{8,82}-DV_{9,0}, d.h. der Optimaleinstellung der Kombination der Aortenklappe mit einer Björk-Shiley Mitralklappe geschrieben (Abb.20, Abb.4).

Die Versuche III, 1.a-c und 2. (Abb.16-20) werden nach dem in Abb.3 angegebenen Schema ausgewertet und die Ergebnisse in der Tabelle III (Abb.21) zusammengefaßt.

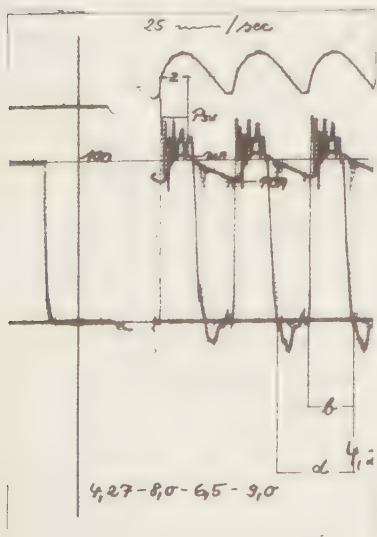


Abb.16 Versuch III,1.

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards
Gr.14 (Kugelventil)

Mitralklappe: 6310 Starr-Edwards
2 M (Kugelventil)

Bei der Einstellung SD_{4,27}-SV_{8,0}-DD_{6,5}-DV_{9,0} zeigt der Verlauf der im Kreislaufmodell gemessenen Druckkurven für diese Klappenkombination die größte Annäherung an physiologische Verhältnisse (Schlagvolumen= 70 ml, Frequenz= 88/min). Diese Einstellung entspricht der für die Kombination der Aortenklappe mit einer Wada-Cutter Mitralklappe ermittelten Optimaleinstellung (Abb.9)

Der Druck im "linken Vorhof" des Modells (Abb.1) beträgt 7,35 mmHg.

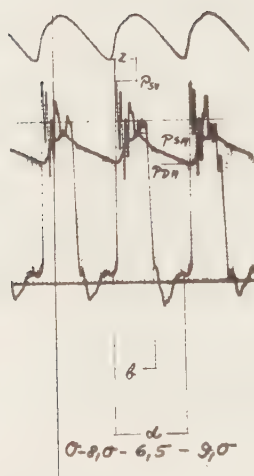


Abb.17. Versuch III, 1.a

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards
Gr.14 (Kugelventil)

Mitralklappe: 6310 Starr-Edwards
2 M (Kugelventil)

Ausgehend von der Optimaleinstellung
 $SD_{4,27}-SV_{8,0}-DD_{6,5}-DV_{9,0}$ für diese
Klappenkombination (Abb.16) wird
die Systolendauer auf 0 gestellt,
d.h. maximal verkürzt.

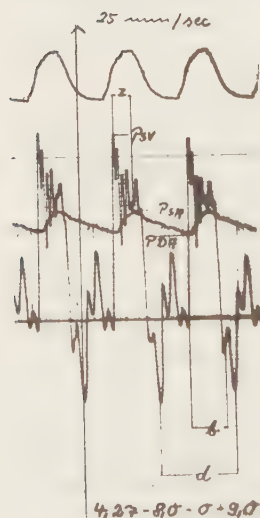


Abb.18. Versuch III, 1.b

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards
Gr.14 (Kugelventil)

Mitralklappe: 6310 Starr-Edwards
2 M (Kugelventil)

Die für diese Klappenkombination
ermittelte Optimaleinstellung
 $SD_{4,27}-SV_{8,0}-DD_{6,5}-DV_{9,0}$ (Abb.16)
ändert sich bezüglich der Schaltung
der Diastolendauer von 6,5 auf 0.

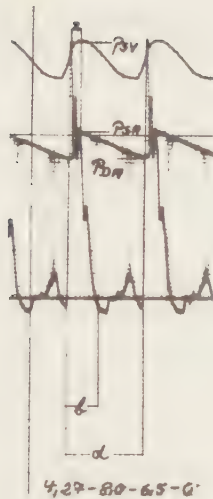


Abb.19. Versuch III,1.c

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards
Gr.14 (Kugelventil)

Mitralklappe: 6310 Starr-Edwards
2 M (Kugelventil)

Ausgehend von der für diese Klappenkombination optimalen Einstellung $SD_{4,27}-SV_{8,0}-DD_{6,5}-DV_{9,0}$ (Abb.16) wird die Diastolenverzögerung von 9,0 auf 0 gestellt, dh. maximal verkürzt.

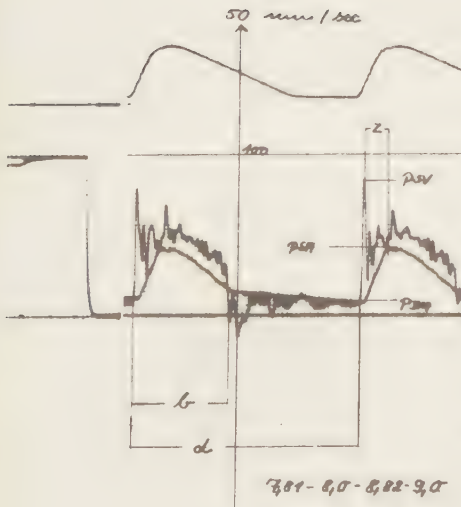


Abb.20. Versuch III,2.

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards
Gr.14 (Kugelventil)

Mitralklappe: 6310 Starr-Edwards
2 M (Kugelventil)

Die bei diesem Versuch gewählte Einstellung $SD_{7,81}-SV_{8,0}-DD_{8,82}-DV_{9,0}$ entspricht der für die Kombination der gleichen Aortenklappe mit einer Björk-Shiley Mitralklappe ermittelten Optimalschaltung. (Abb.4).

Schlagvolumen= 70 ml, Frequenz= 60/min, "Vorhofdruck"= 7,35 mmHg.

Versuch	III,1.	III,1.a	III,1.b	III, .c	III,2.
$p_{\text{Syst.V.}}$ (mmHg)	106	103	92	139	64
$p_{\text{Syst.A.}}$ (mmHg)	102	94	66	102	42
$p_{\text{diast.A.}}$ (mmHg)	86	72	53	89	8
Frequenz (1/min)	88	94	88	88	60
Δp (mmHg)	20				
b (sec)	0,4	0,36	0,32	0,28	0,4
d (sec)	0,68	0,64	0,68	0,68	1,0
z (sec)	0,24	0,2	0,16	0,08	0,1

Abb.21. Tabelle III

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards Gr.14 (Kugelventil)

Mitralklappe: 6310 Starr-Edwards 2 M (Kugelventil)

Die Tabelle zeigt die Auswertung der für diese Klappenkombination im "Windkessel" und "Ventrikel" des Kreislaufmodells aufgezeichneten Druckkurven (Versuch III,1.a-c und 2.) nach dem in Abb.3 angegebenen Schema. Das Schlagvolumen beträgt, für alle Versuche gleichbleibend, 70 ml, der Druck im "linken Vorhof" 7,35 mmHg.

Versuch IV

Untersucht wird die Kombination einer Starr-Edwards Aortenklappe (Kugelventil) mit einer Starr-Edwards Mitralklappe (Scheibenventil).

Die bei dieser Klappenkombination im "Ventrikel" und "Windkessel" des Kreislaufmodells gemessenen Druckkurven zeigen bei der Schaltung Systolendauer (SD)_{7,47}- Systolenverzögerung (SV)_{8,0}- Diastolendauer (DD)_{6,3}- Diastolenverzögerung (DV)_{8,67} die größte Annäherung an entsprechende physiologische Druckkurven (Abb.22).

Danach wird die Drossel D (Abb.1) zwischen "Windkessel" und "linkem Vorhof" des Modells bei der gleichen Schaltung SD_{7,47}- SV_{8,0}- DD_{6,3}- DV_{8,67} etwas weiter geöffnet und nach Aufzeichnung der unter diesen Versuchsbedingungen (Abb.27) auftretenden Druckkurven wieder in die Ausgangsstellung gebracht.

Anschließend werden die Druckkurven bei der Einstellung SD_{7,81}- SV_{8,0}- DD_{8,82}- DV_{9,0} (Abb.28), d.h. der Optimaleinstellung der Kombination der Aortenklappe mit einer Björk-Shiley Mitralklappe (Abb.4) geschrieben.

Für den letzten Versuch (Abb.29) wird die Schaltung SD_{4,72}- SV_{8,0}- DD_{6,5}-DV_{9,0} gewählt.

Diese Schaltung entspricht der Optimaleinstellung der Kombination der Aortenklappe mit einer Wada- Cutter Mitralklappe (Abb.5) bzw. Starr-Edwards Mitralkugelklappe (Abb.16).

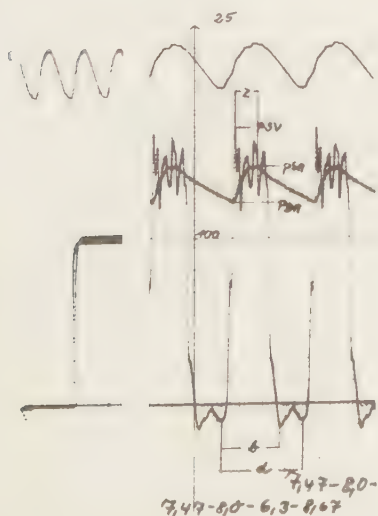


Abb.22. Versuch IV,1.

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards

Gr.14 (Kugelventil)

Mitralklappe: 6520 Starr-Edwards

3 M (Scheibenventil)

Bei der Einstellung.

SD_{7,47}-SV_{8,0}-DD_{6,3}-DV_{8,67}

zeigen die im "Windkessel" und "Ventrikel" des Kreislaufmodells gemessenen Druckkurven die größte Annäherung an entsprechende physiologische Kurven.

(Frequenz=83/min, Schlagvolumen=70 ml, "Vorhofdruck"=7,35 mmHg).

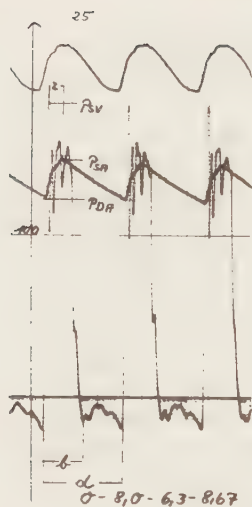


Abb.23. Versuch IV, 1.a

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards

Gr.14 (Kugelventil)

Mitralklappe: 6520 Starr-Edwards

3 M (Scheibenventil)

Ausgehend von der für diese Klappenkombination ermittelten Optimaleinstellung $SD_{7,47}^-$ $SV_{8,0}^-$ $DD_{6,3}^-$ $DV_{8,67}$ (Abb.22) wird die Systolendauer auf 0 gestellt, d.h. maximal verkürzt.

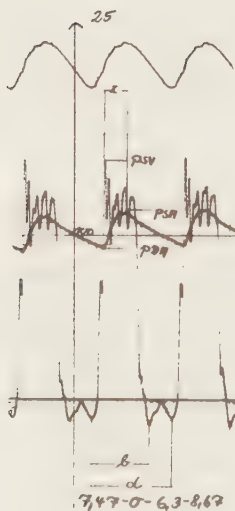


Abb.24. Versuch IV, 1.b

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards

Gr.14 (Kugelventil)

Mitralklappe: 6520 Starr-Edwards

3 M (Scheibenventil)

Ausgehend von der für diese Klappenkombination ermittelten Optimaleinstellung $SD_{7,47}^-$ $SV_{8,0}^-$ $DD_{6,3}^-$ $DV_{8,67}$ (Abb.22) wird die Systolenverzögerung von 8,0 auf 0 gestellt und dadurch maximal verkürzt.

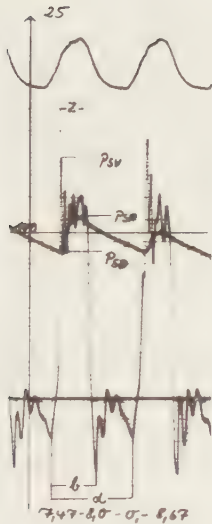


Abb.25. Versuch IV, 1.c

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards

Gr.14 (Kugelventil)

Mitralklappe: 6520 Starr-Edwards

3 M (Scheibenventil)

Ausgehend von der

Optimaleinstellung $SD_{7,47}-SV_{8,0}-$

$DD_{6,3}-DV_{8,67}$ dieser Klappen-

kombination (Abb.22) wird die

Diastolendauer auf 0 gestellt,

d.h. maximal verkürzt.



Abb.26. Versuch IV,1.d

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards

Gr.14 (Kugelventil)

Mitralklappe: 6520 Starr-Edwards

3 M (Scheibenventil)

In diesem Versuch

wird, ausgehend von der Optimal-

einstellung $SD_{7,47}-SV_{8,0}-DD_{6,3}-$

$DV_{8,67}$ dieser Klappenkombination

(Abb.22), die Diastolenverzögerung

durch die Schaltung DV_0 maximal

verkürzt.

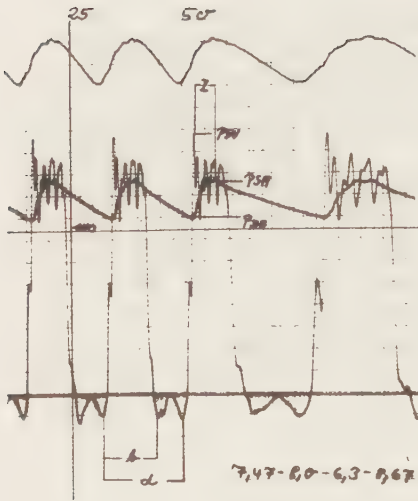


Abb. 27. Versuch IV, 2.

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards
Gr. 14 (Kugelventil)

Mitralklappe: 6520 Starr-Edwards
3 M (Scheibenventil)

Für diesen Versuch wird die Drossel D (Abb. 1) zwischen "Windkessel" und "linkem Vorhof" des Kreislaufmodells etwas weiter geöffnet. Die Schaltung $SD_{7,47}$ - $SV_{8,0}$ - $DD_{6,3}$ - $DV_{8,67}$ entspricht derjenigen des Versuchs IV, 1. (Abb. 22). Das Schlagvolumen beträgt 70 ml, die Frequenz 83/min, der Vorhofdruck 7,35 mmHg.

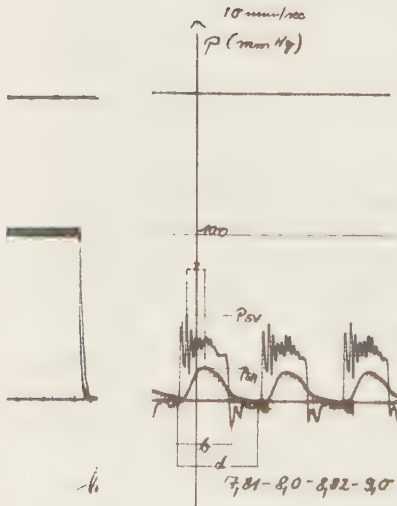


Abb. 28. Versuch IV, 3.

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards
Gr. 14 (Kugelventil)

Mitralklappe: 6520 Starr-Edwards
3 M (Scheibenventil)

Die bei diesem Versuch gewählte Einstellung $SD_{7,81}$ - $SV_{8,0}$ - $DD_{8,82}$ - $DV_{9,0}$ entspricht der für die Kombination der gleichen Aortenklappe mit einer Björk-Shiley Mitralklappe ermittelten Optimaleinstellung (Abb. 4). Das Schlagvolumen beträgt 70 ml, die Frequenz 33/min, der "Vorhofdruck" 7,35 mmHg.

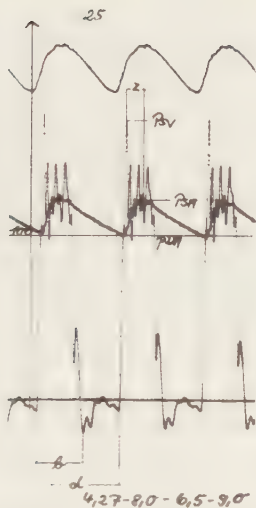


Abb.29. Versuch IV,4.

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards

Gr.14 (Kugelventil)

Mitralklappe: 6520 Starr-Edwards

3 M (Scheibenventil)

Die Schaltung

SD_{4,27} SV_{8,0} DD_{6,5} DV_{9,0}
entspricht der für die Kombination der gleichen Aortenklappe mit einer Wada-Cutter Mitralklappe (Abb.9) sowie einer Starr-Edwards Mitralkugelklappe (Abb.16) ermittelten Optimaleinstellung. Das Schlagvolumen beträgt 70 ml, die Frequenz 83/min, der "Vorhofdruck" 7,35 mmHg.

Versuch	IV,1.	IV,1.a	IV,1.b	IV,1.c	IV,1.d	IV,2.	IV,3.	IV,4.
P _{syst.V.} (mmHg)	146	159	124	124	108	137	32	151
P _{syst.A.} (mmHg)	143	146	116	110	89	132	19	125
P _{diast.A.} (mmHg)	122	122	92	89	67	108	1	100
Frequenz	83	83	83	83	83	83	33	83
Δ p(mmHg)	24							
b (sec)	0,52	0,36	0,52	0,4	0,32	0,48	1,2	0,4
d (sec)	0,72	0,72	0,72	0,72	0,72	0,72	1,8	0,72
z (sec)	0,2	0,16	0,2	0,2	0,12	0,2	0,4	0,16

Abb.30. Tabelle IV

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards Gr.14 (Kugelventil)

Mitralklappe: 6520 Starr-Edwards 3 M (Scheibenventil)

Die Tabelle zeigt die Auswertung der für diese Klappenkombination im "Windkessel" und "Ventrikel" des Kreislaufmodells gemessenen Druckkurven (Abb.22-29) nach dem in Abb.3 angegebenen Schema. Das Schlagvolumen beträgt in allen Versuchen 70 ml, der Druck im "linken Vorhof" 7,35 mmHg.

D B e s p r e c h u n g d e r E r g e b n i s s e

1. Beeinflussung des Druckablaufes im "Windkessel" und "Ventrikel" des Kreislaufmodells durch die Einstellung der vier Größen Systolendauer (SD), Systolenverzögerung (SV), Diastolendauer (DD) und Diastolenverzögerung (DV).

Jede der vier Größen läßt sich stufenlos von 0 bis 10 einstellen, wobei die Einstellung 0 dem zeitlichen Minimalwert und die Einstellung 10 dem zeitlichen Maximalwert der Größe entspricht.

1.1. Versuchseinstellung SD_0 .

Die Schaltung der Systolendauer auf 0 (SD_0) bedeutet, daß systolisch innerhalb der kürzest einstellbaren Zeit, durch den Kolbenhub der Pumpe, eine maximale Kraft wirksam wird, welche zur Kontraktion des Kunststoffventrikels und somit zum Auswurf des Schlagvolumens in den "Windkessel" des Modells führt.

Entsprechend läuft bei der Schaltung SD_{10} der gleiche Vorgang innerhalb der längst einstellbaren Zeit ab.

Die Druckkurven, gemessen im "Windkessel" und "Ventrikel", verändern sich von SD_{10} zu SD_0 in folgender Weise:

Die Werte der systolischen Druckmaxima (Abb.3) im "Ventrikel" ($p_{\text{syst.V.}}$) und "Windkessel" ($p_{\text{syst.A.}}$) nehmen zu. Zugleich vermindert sich die Verspätung z (Abb.3) des systolischen Druckgipfels im "Windkessel" gegenüber dem im "Ventrikel".

1.2. Versuchseinstellung SV_0 .

Die Einstellung der Systolenverzögerung (SV) gewinnt nur dann Bedeutung für das Kurvenbild, wenn der Systolenbeginn nach einem vorausgegangenen Signal verzögert werden soll. Bei den Versuchen I - IV wurde ausnahmslos ohne Triggersignal gearbeitet.

1.3. Versuchseinstellung DD_0 .

Die Größe Diastolendauer beeinflusst das Kurvenbild von allen vier Größen am stärksten: Mit zunehmender Verkürzung bis zum Minimalwert bei DD_0 verlagert sich der diastolische Anteil der "Ventrikeldruckkurve" in den negativen Bereich (Abb.6,12,18,25).

Das starke diastolische Absinken des "Ventrikeldrucks" unter die Nulllinie resultiert aus einer Sogwirkung der Pumpe während dieser Phase. Infolge der kurzen Diastole vermag sich der "Ventrikel" nur ungenügend zu füllen.

Durch Verlängerung der Größe Diastolendauer läßt sich die Kurve aus dem negativen Bereich auf die Nulllinie heben und dadurch dem entsprechenden physiologischen Druckverlauf im Ventrikel annähern.

1.4. Versuchseinstellung DV_0 .

Unter der Größe Diastolenverzögerung ist der Zeitraum zwischen dem Ende der Systolendauer SD und dem Beginn der Diastolendauer DD zu verstehen (Abb.3).

Der Übergang von DV_{10} zu DV_0 (Abb.7,13,19,26) führt zur Abnahme der systolischen Druckmaxima im "Windkessel" und "Ventrikel" des Kreislaufmodells.

Die Zahlenfolge unter den Druckkurven der Versuche I-IV gibt, in der Reihenfolge SD-SV-DD-DV, die Einstellung der vier Größen an der Pumpe an.

2. Bewegungsablauf an der Starr-Edwards Aortenkugelklappe .

Die "Ventrikeldruckkurve" zeigt bei allen Versuchen im systolischen Druckmaximum Oszillationen mit einer Frequenz von 50-100 Hertz, die sich mit dem Verhalten der Starr-Edwards Aortenkugelklappe erklären lassen (Bjork, Clin 1970): Die Kugel prallt während jeder Aktion gegen die Klappe, schwingt dort auf und ab und fällt dann in den Klappenring zurück. Dieser Bewegungsablauf vollzieht sich, unabhängig von der Pumpeneinstellung, bei allen Versuchen.

3. Gradient an der 2300 Starr-Edwards Aortenkugelklappe Gr.14

Bei allen Versuchen zeigt der Druckverlauf im "Ventrikel" des Kreislaufmodells typische Schwankungen:

Zunächst steigt der "Ventrikeldruck" systolisch auf den Maximalwert $p_{\text{syst.V.}}$ (mmHg) an, während der Druck im "Windkessel" zu diesem Zeitpunkt noch auf dem diastolischen Minimum $p_{\text{diast.A.}}$ (mmHg) liegt.

Daraus resultiert ein maximaler anfänglicher Druckgradient $\Delta p = p_{\text{syst.V.}} - p_{\text{diast.A.}}$ (Abb.3), welcher zur Öffnung der Starr-Edwards Kugelklappe notwendig ist (Björk, Olin 1970).

Dieser Druckgradient erreicht für die verschiedenen Klappenkombinationen folgende Werte:

3.1. Der Gradient Δp (mmHg) beträgt bei der Kombination der Starr-Edwards Aortenklappe mit einer Björk-Shiley Mitralklappe 42 mmHg (Abb.4, $p_{\text{syst.V.}} = 123$ mmHg, $p_{\text{diast.A.}} = 81$ mmHg, Frequenz = 53/min).

3.2. Bei der Kombination der Starr-Edwards Aortenklappe mit einer Wada-Cutter Mitralklappe tritt ein Gradient Δp von 10 mmHg auf (Abb.9, $p_{\text{syst.V.}} = 73$ mmHg, $p_{\text{diast.A.}} = 63$ mmHg, Frequenz = 88/min).

3.3. Für die Kombination der Starr-Edwards Aortenklappe mit einer Starr-Edwards Kugelklappe in Mitralkposition ist ein Gradient Δp von 20 mmHg meßbar (Abb.16, $p_{\text{syst.V.}} = 106$ mmHg, $p_{\text{diast.A.}} = 86$ mmHg, Frequenz = 88/min).

3.4. Bei der Kombination der Starr-Edwards Aortenklappe mit einer Starr-Edwards Scheibenklappe in Mitralkposition erreicht der Gradient Δp einen Wert von 24 mmHg (Abb.22, $p_{\text{syst.V.}} = 146$ mmHg, $p_{\text{diast.A.}} = 122$ mmHg, Frequenz = 83/min).

Diesem ersten Druckgipfel im "Ventrikel" des Kreislaufmodells folgt ein kurzzeitiger Druckabfall. Er markiert die Öffnung der Aortenklappe. Danach steigt der "Ventrikeldruck" systolisch unter Schwingungen, welche durch die Vibrationen der Kugel an der Keffigspitze bedingt sind, erneut an.

4. Vergleich der Klappenkombinationen.

Der unter gleichen Bedingungen im "Aortenwindkessel" des Kreislaufmodells erzielte Druck erreicht für die verschiedenen Klappenkombinationen unterschiedliche Höhen (Abb.31,32).

Da für alle Versuche die gleiche Aortenklappe verwendet wird, lassen sich die Druckunterschiede auf den Einfluß der verschiedenen Mitralklappen zurückführen.

Aus der Mechanik des Modells ergibt sich: Der im "Windkessel" erzielte Druck sinkt mit wachsendem Insuffizienzgrad der Mitralklappe. Eine Frequenzerhöhung bewirkt bei insuffizienter Mitralis eine Zunahme des "Windkesseldrucks", da die Gesamtmenge des pro Zeiteinheit ausgeworfenen Volumens zunimmt, der Abfluß der Flüssigkeit aus dem "Windkessel" in den "linken Vorhof" des Modells (Abb.1) pro Zeiteinheit jedoch gleich bleibt.

Der Druck im "Windkessel" steigt demnach unter gleichen Versuchsbedingungen und gleicher Frequenz bei derjenigen Klappenkombination am höchsten an, deren Mitralis am besten schließt.

Bei einer gut schließenden Mitralis genügt auch eine niedrige Frequenz, um in kurzer Zeit, nach wenigen Pumpaktionen, das Flüssigkeitsvolumen im "Windkessel" des Kreislaufmodells um einen Betrag zu vermehren, welcher zur Druckentwicklung ausreicht.

Mitralklappe	Björk (Abb.4)	Wada (Abb.14)	St.-E.(Kugel) (Abb.20)	St.E.(Scheibe) (Abb.28)
P _{syst.V.} (mmHg)	123	36	64	32
P _{syst.A./P_{diast.A.}} (mmHg)	113/81	28/3	42/8	19/1
Frequenz (1/min)	53	33	60	33

Abb.31. Tabelle 5. Druckentwicklung im "Windkessel" und "Ventrikel" des Kreislaufmodells bei gleicher Aortenklappe und verschiedenen Mitralklappen.

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards Gr.14 (Kugelventil); Mitralklappen: Björk-Shiley Gr.27, Wada-Cutter M 32, 6310 Starr-Edwards 2 M (Kugelventil), 6520 Starr-Edwards 3 M (Scheibenventil).

Einstellung: Systolendauer_{7,81}- Systolenverzögerung_{8,0}-
Diastolendauer_{8,82}- Diastolenverzögerung_{9,0}.

Schlagvolumen: 70 ml, "Vorhofdruck": 7,35 mmHg.

Mitralklappe	Björk (-)	Wada (Abb.9)	St.-E.(Kugel) (Abb.16)	St.-E.(Scheibe) (Abb.29)
P _{syst.V.} (mmHg)	-	73	106	151
P _{syst.A./P_{diast.A.}} (mmHg)	-	73/63	102/86	125/100
Frequenz(1/min)	-	88	88	83

Abb.32. Tabelle 6. Druckentwicklung im "Windkessel" und "Ventrikel" des Kreislaufmodells bei gleicher Aortenklappe und verschiedenen Mitralklappen.

Aortenklappe: 2300 Starr-Edwards Gr.14 (Kugelventil); Mitralklappen: Wada-Cutter M 32, 6310 Starr-Edwards 2 M (Kugelventil), 6520 Starr-Edwards 3 M (Scheibenventil).

Einstellung: Systolendauer_{4,27}- Systolenverzögerung_{8,0}-
Diastolendauer_{6,5}- Diastolenverzögerung_{9,0}.

Schlagvolumen: 70 ml, "Vorhofdruck": 7,35 mmHg.

4.1. Mitralklappe: Wada-Cutter M 32

Die Wada-Cutter Mitralklappe erweist sich von allen untersuchten Mitralklappen als am insuffizientesten (Abb.31, Abb.32).

Bei der Schaltung Systolendauer_{4,27}- Systolenverzögerung_{8,0}- Diastolendauer_{6,5}- Diastolenverzögerung_{9,0} (Abb.32) und einer Frequenz von 88/min erreicht der Wert der Druckamplitude $p_{\text{syst.A.}}/p_{\text{diast.A.}}$ im "Windkessel" des Kreislaufmodells nur 73/63 mmHg ($p_{\text{syst.V.}} = 73$ mmHg, "Vorhofdruck" = 7,35 mmHg, Schlagvolumen = 70 ml).

Unter gleichen Versuchsbedingungen (Abb.32) beträgt $p_{\text{syst.A.}}/p_{\text{diast.A.}}$ für die Starr-Edwards Mitralkugelklappe 102/86 mmHg und die Starr-Edwards Mitralscheibenklappe 125/100 mmHg.

Mit abnehmender Frequenz von 88/min auf 33/min (Abb.31) sinkt die Druckamplitude $p_{\text{syst.A.}}/p_{\text{diast.A.}}$ auf 23/3 mmHg ab (Schaltung: SD_{7,81}- SV_{8,0}- DD_{8,82}-DV_{9,0}, $p_{\text{syst.V.}} = 36$ mmHg, "Vorhofdruck" = 7,35 mmHg, Schlagvolumen = 70 ml).

Zudem bleibt der Diskus gelegentlich während der systolischen Kontraktion des "Ventrikels" in diastolischer Öffnungsstellung stehen (Björk, Olin 1970). Dieses Verhalten ist bei keiner der anderen untersuchten Klappen zu beobachten.

4.2. Mitralklappe: 6310 Starr-Edwards 2 M (Kugelventil)

Bei dieser Klappenkombination wird im "Windkessel" des Kreislaufmodells bei einer Frequenz von 88/min und der Schaltung SD_{4,27}-SV_{8,0}-DD_{6,5}-DV_{9,0} (Abb.32) eine Druckamplitude $p_{\text{syst.A.}}/p_{\text{diast.A.}}$ von 102/86 mmHg erreicht ($p_{\text{syst.V.}} = 106$ mmHg, "Vorhofdruck" = 7,35 mmHg, Schlagvolumen = 70 ml).

Zum Vergleich beträgt der Wert $p_{\text{syst.A.}}/p_{\text{diast.A.}}$ unter gleichen Versuchsbedingungen für die Wada-Cutter Mitralklappe 73/63 mmHg (Abb.32) und für die Starr-Edwards Mitralscheibenklappe 125/100 mmHg (Abb.32).

Sinkt die Frequenz von 88/min (Abb.32) auf 60/min (Abb.31), nimmt auch $p_{\text{syst.A.}}/p_{\text{diast.A.}}$ von

102/86 mmHg auf 42/8 mmHg ab ($p_{\text{syst.v.}} = 64$ mmHg, "Vorhofdruck" = 7,35 mmHg, Schlagvolumen = 70 ml, Einstellung = $SD_{7,81} - SV_{8,0} - DD_{8,82} - DV_{9,0}$).

4.3. Mitralklappe: 6520 Starr-Edwards 3 M (Scheibenventil)

Bei einer Frequenz von 83/min und der Einstellung $SD_{4,27} - SV_{8,0} - DD_{6,5} - DV_{9,0}$ (Abb.32) beträgt $p_{\text{syst.A.}} / p_{\text{diast.A.}}$ 125/100 mmHg ($p_{\text{syst.v.}} = 151$ mmHg, "Vorhofdruck" = 7,35 mmHg, Schlagvolumen = 70 ml).

Unter gleichen Versuchsbedingungen (Abb.32) erreicht $p_{\text{syst.A.}} / p_{\text{diast.A.}}$, zum Vergleich, für die Wada-Cutter Mitralklappe 73/63 mmHg und für die Starr-Edwards Mitralkugelklappe 102/86 mmHg.

Sinkt die Frequenz bei der Starr-Edwards Mitral-scheibenklappe von 83/min (Abb.32) auf 33/min (Abb.31), nimmt $p_{\text{syst.A.}} / p_{\text{diast.A.}}$ von 125/100 mmHg auf 19/1 mmHg ab (Abb.31: $SD_{7,81} - SV_{8,0} - DD_{8,82} - DV_{9,0}$, $p_{\text{syst.v.}} = 32$ mmHg, "Vorhofdruck" = 7,35 mmHg, Schlagvolumen = 70 ml).

4.4. Mitralklappe: Björk-Shiley 27

Die Björk-Shiley Mitralklappe zeigt von allen anderen im Kreislaufmodell untersuchten Mitralklappen die beste Schlußfähigkeit.

Bei einer vergleichsweise niedrigen Frequenz von 53/min und der Einstellung $SD_{7,81} - SV_{8,0} - DD_{8,82} - DV_{9,0}$ (Abb.31) erreicht $p_{\text{syst.A.}} / p_{\text{diast.A.}}$ einen Wert von 113/81 mmHg ($p_{\text{syst.v.}} = 123$ mmHg, "Vorhofdruck" = 7,35 mmHg, Schlagvolumen = 70 ml).

Dem zunehmenden Insuffizienzgrad nach geordnet ergibt sich für die in den Versuchen I - IV verwendeten Mitralklappen die Reihenfolge: Björk-Shiley 27, 6520 Starr-Edwards 3 M (Scheibenventil), 6310 Starr-Edwards (Kugelventil) 2 M und Wada-Cutter M 32.

Der bei den verschiedenen Klappenkombinationen an der Starr-Edwards Aortenklappe (Kugelventil) maximal meßbare

Druckgradient Δp beträgt für die Björk-Shiley Mitralklappe 42 mmHg (Abb.8), für die Starr-Edwards Mitral-scheibenklappe 24 mmHg (Abb.30), für die Starr-Edwards Mitralkugelklappe 20 mmHg (Abb.21) und für die Wada-Cutter Mitralklappe 10 mmHg (Abb.15):

Der an der Starr-Edwards Aorten-kugelklappe auftretende Gradient Δp nimmt mit zunehmendem Insuffizienz-grad der verwendeten Mitralklappe ab.

Aus den Versuchen I - IV ergibt sich:

Von den vier untersuchten Mitralklappen zeigt die Wada-Cutter Scharnierklappe den stärksten Insuffizienzgrad: Das im "Windkessel" des Kreislaufmodells gemessene systolische Druckmaximum $p_{\text{Syst.A.}}$ zeigt bei einer Frequenz von 88/min den niedrigsten wert. Zudem bleibt der Diskus der Wada-Cutter Klappe gelegentlich während der systolischen Kontraktion des "Ventrikels" in diastolischer Öffnungsstellung stehen (Björk, Olin 1970). Dieses Verhalten ist bei keiner anderen der untersuchten Klappen zu beobachten.

Dem abnehmenden Insuffizienzgrad nach geordnet steht an zweiter Stelle die Starr-Edwards Mitralkugelklappe: Der im "Windkessel" erreichte maximale systolische Druckwert $p_{\text{Syst.A.}}$ liegt bei einer Frequenz von 88/min höher als der für die Kombination der Starr-Edwards Aorten-kugelklappe mit der Wada-Cutter Mitralklappe gemessene Druckwert.

An dritter Stelle steht die Starr-Edwards Mitral-scheibenklappe: Bei einer Frequenz von 83/min nimmt der wert $p_{\text{Syst.A.}}$ gegenüber dem für die Wada-Cutter Mitralklappe bzw. Starr-Edwards Mitralkugelklappe gemessenen Druckwert $p_{\text{Syst.A.}}$ zu.

Den geringsten Insuffizienzgrad weist von den untersuchten Mitralklappen die Björk-Shiley Scharnierklappe auf: Das systolische Druckmaximum im "Windkessel" erreicht schon bei einer vergleichsweise niedrigen Frequenz von 53/min einen höheren wert, als er für die anderen drei Mitral-klappen bei der wesentlich höheren Frequenz von 88/min im "Windkessel" des Kreislaufmodells meßbar ist.

E Z u s a m m e n f a s s u n g

Ein neues Kreislaufmodell wird beschrieben. Der "linke Ventrikel" dieses Modells besteht, in Annäherung an die physiologische Kontraktilität des Herzmuskels, aus einem voll flexiblen Kunststoffbeutel.

Eine volumengesteuerte, elektrohydraulische Pumpe fördert die Schlagvolumina.

Untersucht werden die Kombinationen einer Starr-Edwards Aortenkugelklappe mit einer Björk-Shiley Mitralklappe, einer Starr-Edwards Mitralkugelklappe, einer Starr-Edwards Mitral-scheibenklappe und einer Wada-Cutter Mitralklappe.

Diese Versuchsanordnung ermöglicht die Bestimmung des Druckgradienten an der Aortenklappe und läßt gleichzeitig Rückschlüsse auf den Insuffizienzgrad der verwendeten Mitralklappe zu.

Von den vier untersuchten Mitralklappen zeigt die Björk-Shiley Klappe die beste Schlußfähigkeit.

Dem zunehmenden Insuffizienzgrad nach geordnet ergibt sich die Reihenfolge: Björk-Shiley Mitralklappe 27, 6520 Starr-Edwards 3 M (Scheibenventil), 6310 Starr-Edwards 2 M (Kugelventil) und Wada-Cutter M 32 Mitralklappe.

Der an der Starr-Edwards Aortenkugelklappe gemessene Druckgradient nimmt mit zunehmendem Insuffizienzgrad der untersuchten Mitralklappe ab.

F L i t e r a t u r v e r z e i c h n i s

1. Björk, V.O.: A new tilting disc valve prosthesis.
Scand.J.Thor.Cardiovasc.Surg. 3, 1-10, 1969.
2. Björk, V.O.: A hydrodynamic comparison between the new tilting disc aortic valve prosthesis (Björk-Shiley) and the corresponding prostheses of Starr-Edwards, Kay-Shiley, Smeloff-Cutter and Wada-Cutter in the pulse duplikator.
Scand.J.Thor.Cardiovasc.Surg.4, 31-36, 1970.
3. Björk, V.O., Olin,C.: A hydrodynamic evaluation of the new tilting disc valve (Björk-Shiley) for mitral valve replacement.
Scand.J.Thor.Cardiovasc.Surg. 4, 37-43, 1970.
4. Björk, V.O.: A new central-flow tilting disc valve prosthesis. One year's clinical experience with 103 patients.
J.Thorac.Cardiovasc.Surg.3, 355-374, 1970.
5. Björk, V.O.: Disc wear in the Björk-Shiley tilting disc valve.
Scand.J.Thor.Cardiovasc.Surg.5, 87-91,1971.
6. Dittrich, H., Schaldach, M.: Die assistierte Zirkulation.
Therapiewoche 20,38,2181, 1970.
7. Donelly, R.J., Dexter, F., Deverall, P.B., Watson, D.A.: A new technique for mounting and testing frame supported homograft aortic valves.
Thorax 26,174, 1971.
8. Förster, H.J., Christmann, C., Huth, J.H., Müller, H.: Ein Modell zur Funktions- und Belastungsprüfung von Aortenklappen.
Z.Exper.Chirurgie 4, 137-142, 1971.

9. Klain, M., Leitz, K.H.: Artificial aortic valves tested by simultaneous recording of aortic and ventricular pressures.
Cleveland Clinic Quarterly 34, 67-74, 1967.
10. Olin, C.: Pulsatile flow studies of prosthetic aortic valves.
Scand.J.Thor.Cardiovasc.Surg. 5, 1-12, 1971.
11. Petrowski, B., Schumakow, W.: Probleme der Herzprothetik.
Moderne Medizin 1, 5-14, 1971.
12. Rastan, H., Baumgarten, C., Brunner, L., Regensburger, D.: Funktionsprüfung von Fascia-lata-Klappen.
Thoraxchirurgie 19, 383-385, 1971.
13. Reul, H.: Experimentelle Ermittlung von Verlustarbeit und -leistung an künstlichen Herzklappen.
Biomedizinische Technik 16,5, 162-163, 1971.
14. Reul, H., Schoenmackers, J., Starke, W.: Druckverluste und Verlustleistung an kombinierten Fehlern und künstlichen Klappen in Aortenposition (Untersuchungen am Kreislaufsimulator).
Thoraxchirurgie 19, 372-376, 1971.
15. Sauvage, L.R., Viggers, R.F., Berger, K., Wood, S.J., Rao, A.M., Dedomenico, M., Ross, M.A., Robel, S.B.: Aortic ball valve design based upon healing and hydraulic considerations.
Surgery 67, 1, 151-167, 1970.
16. Schoenmackers, J., Reul, H.: Die Funktion künstlicher Herzklappen in einem Glasmodell des Herzens (Film).
Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kreislauf-forschung, Bad Nauheim, 1970.
17. Seibel, W.: Die Problematik der Herzklappenprothesen. Ergebnisse und Möglichkeiten der Verbesserung.
Fortschritte der Medizin 86, 933-935, 1968.

L e b e n s l a u f

Am 8.12.1947 wurde ich in Lichtenfels/Obfr.
geboren.

Nach dem Besuch der Volksschule von 1954-1958
wechselte ich zum mathematisch-naturwissenschaftlichen Zweig
des Meranier-Gymnasiums Lichtenfels über, wo ich 1967 das
Reifezeugnis erhielt.

Mein Medizin-Studium begann mit dem Winter-
semester 1967 an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-
Nürnberg.

Die Ärztliche Prüfung legte ich, nach einem
Studium von elf Semestern, in der Zeit vom Februar 1973
bis zum Juli 1973 an der Universität Erlangen-Nürnberg ab.

Offsetdruck-Fotodruck

J. Hogl, 8520 Erlangen Hauptstr. 109, (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990